

TALOCRURAL ASSEMBLY OF PROSTHESIS**Publication number:** RU2132665**Publication date:** 1999-07-10**Inventor:** SHCHITOV ALEKSANDR VASIL EVICH (UA);
GOLUBOVSKIY VIKTOR ANTONOVICH (UA);
KRAVETS OLEG LEONIDOVICH (UA); KRAVETS
MIKHAIL LEONIDOVICH (UA)**Applicant:** SHCHITOV ALEKSANDR VASIL EVICH (UA);
GOLUBOVSKIY VIKTOR ANTONOVICH (UA);
KRAVETS OLEG LEONIDOVICH (UA); KRAVETS
MIKHAIL LEONIDOVICH (UA)**Classification:****- international:** **A61F2/66; A61F2/60; A61F2/60;** (IPC1-7): A61F2/66;
A61F2/60**- European:****Application number:** RU19980106600 19980331**Priority number(s):** RU19980106600 19980331**Report a data error here****Abstract of RU2132665**

FIELD: medicine; may be used in prosthetic engineering. **SUBSTANCE:** talocrural assembly of prosthesis has hollow and stiff (at least in middle part) body of foot prosthesis, fixator of stump receiver or of crus prosthesis positioned above body. Rod-shaped prosthesis of ankle is coupled to fixator through proximal end. Sagittally oriented damper has guide cylinder coupled to prosthesis body. Guide cylinder accommodates slide coupled to distal end of ankle prosthesis by cylindrical hinge which axle is secured in slide, shock absorber and rolling energy recuperator. It is made as hollow axially symmetric shock absorber for recuperation without functional shortening of prosthesis and increasing of anthropomorphism of gait over uneven surface. Shock absorber embraces ankle prosthesis with clearance. It is forced between distal surface of fixator and intermediate rest of ankle prosthesis. Ankle prosthesis embraced guide cylinder in distal part, and axle ends emerging from slide are introduced into cross-shaped recesses positioned in side wall of cylinder and in ankle prosthesis. **EFFECT:** increased gait anthropomorphism. 6 cl, 3 dwg

Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide



РОССИЙСКОЕ АГЕНТСТВО
ПО ПАТЕНТАМ И ТОВАРНЫМ ЗНАКАМ

(19) **RU** (11) **2 132 665** (13) **C1**
(51) МПК⁶ **A 61 F 2/66, 2/60**

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

(21), (22) Заявка: 98106600/14, 31.03.1998

(46) Дата публикации: 10.07.1999

(56) Ссылки: 1. SU 267812 A1, 02.04.70. 2. SU 1391643 A1, 30.04.88. 3. RU 2012285 C1, 15.05.94. 4. SU 1532026 A1, 30.12.89.

(98) Адрес для переписки:
254201, Украина, Киев, ул.Полярная 13, кв.81,
Куцевичу В.Л.

(71) Заявитель:

Щитов Александр Васильевич (UA),
Голубовский Виктор Антонович (UA),
Кравец Олег Леонидович (UA),
Кравец Михаил Леонидович (UA)

(72) Изобретатель: Щитов Александр Васильевич (UA),

Голубовский Виктор Антонович (UA), Кравец
Олег Леонидович (UA), Кравец Михаил
Леонидович (UA)

(73) Патентообладатель:

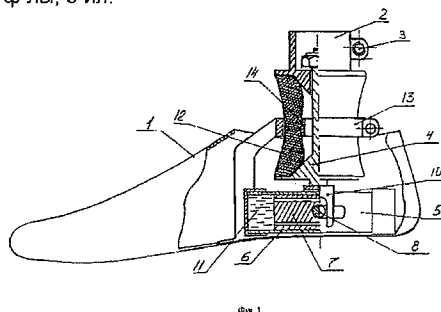
Щитов Александр Васильевич (UA),
Голубовский Виктор Антонович (UA),
Кравец Олег Леонидович (UA),
Кравец Михаил Леонидович (UA)

(54) ГОЛЕНОСТОПНЫЙ УЗЕЛ ПРОТЕЗА

(57) Реферат:

Изобретение относится к протезной технике и может быть использовано в протезостроении. Голеностопный узел протеза имеет полый и жесткий по меньшей мере в средней части корпус протеза стопы фиксатор культеприемника или протеза голени над корпусом. Стержневидный протез щиколотки связан проксимальным концом с фиксатором. Саггитально ориентированный демпфер имеет связанный с корпусом протеза направляющий цилиндр и размещенные в нем ползун, связанный с дистальным концом протеза щиколотки цилиндрическим шарниром, ось которого закреплена в ползуне, поглотитель толчков и рекуператор энергии переката. Для рекуперации без функционального укорочения протеза и повышения антропоморфности походки по нервной поверхности рекуператор выполнен в виде полого осесимметричного амортизатора, охватывающего с зазором протез щиколотки и заневоленного между дистальной поверхностью фиксатора и

промежуточным упором на протезе щиколотки, протез щиколотки в дистальной части охватывает направляющий цилиндр, а выступающие из ползуна концы оси введены в крестообразно расположенные пазы в боковой стенке цилиндра и протезе щиколотки. Технический результат заключается в повышении антропоморфности походки при ходьбе по неровной поверхности, независимо от общей длины протеза. 5 з.п. ф-лы, 3 ил.



Фиг. 1

RU 2 132 665 C1

RU 2 132 665 C1



RUSSIAN AGENCY
FOR PATENTS AND TRADEMARKS

(19) **RU** ⁽¹¹⁾ **2 132 665** ⁽¹³⁾ **C1**
(51) Int. Cl.⁶ **A 61 F 2/66, 2/60**

(12) ABSTRACT OF INVENTION

(21), (22) Application: 98106600/14, 31.03.1998

(46) Date of publication: 10.07.1999

(98) Mail address:
254201, Ukraina, Kiev, ul.Poljarnaja 13, kv.81,
Kutsevichu V.L.

(71) Applicant:

Shchitov Aleksandr Vasil'evich (UA),
Golubovskij Viktor Antonovich (UA),
Kravets Oleg Leonidovich (UA),
Kravets Mikhail Leonidovich (UA)

(72) Inventor: Shchitov Aleksandr Vasil'evich (UA),
Golubovskij Viktor Antonovich (UA), Kravets Oleg
Leonidovich (UA), Kravets Mikhail Leonidovich
(UA)

(73) Proprietor:

Shchitov Aleksandr Vasil'evich (UA),
Golubovskij Viktor Antonovich (UA),
Kravets Oleg Leonidovich (UA),
Kravets Mikhail Leonidovich (UA)

(54) TALOCRURAL ASSEMBLY OF PROSTHESIS

(57) Abstract:

FIELD: medicine; may be used in prosthetic engineering. SUBSTANCE: talocrural assembly of prosthesis has hollow and stiff (at least in middle part) body of foot prosthesis, fixator of stump receiver or of crus prosthesis positioned above body. Rod-shaped prosthesis of ankle is coupled to fixator through proximal end. Sagittally oriented damper has guide cylinder coupled to prosthesis body. Guide cylinder accommodates slide coupled to distal end of ankle prosthesis by cylindrical hinge which axle is secured in slide, shock absorber and rolling energy recuperator. It is made as hollow axially symmetric shock absorber for recuperation without functional shortening of prosthesis and increasing of anthropomorphism of gait over uneven surface. Shock absorber embraces ankle prosthesis with clearance. It is forced

between distal surface of fixator and intermediate rest of ankle prosthesis. Ankle prosthesis embraced guide cylinder in distal part, and axle ends emerging from slide are introduced into cross-shaped recesses positioned in side wall of cylinder and in ankle prosthesis. EFFECT: increased gait anthropomorphism. 6 cl, 3 dwg

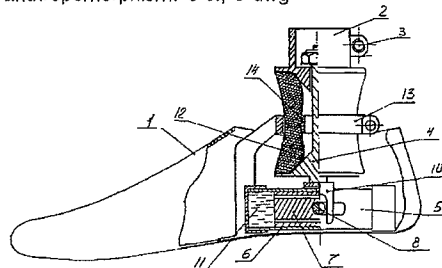


Fig. 1

RU 2 132 665 C1

RU 2 132 665 C1

Изобретение относится к конструкции голеностопных узлов, которые предназначены для использования в составе протезов нижних конечностей человека.

Такие узлы должны заменять собой весьма сложную естественную анатомическую "конструкцию", устойчивость которой при беге, ходьбе и стоянии обеспечивается множественностью кинематических связей между костями, сухожилиями и мышцами живой ноги и непрерывной иннервацией мышц.

Специалистам по изготовлению протезов нижних конечностей хорошо известно, что полная имитация анатомической структуры голеностопа на современном уровне развития техники практически и, особенно, экономически нецелесообразна.

Действительно, при всем возможном "анатомическом" совершенстве протезов их подключение к нервной системе пациентов остается проблематичным.

Поэтому в практике протезирования нижних конечностей к голеностопным узлам обычно предъявляют комплекс более скромных требований, а именно:

совместимости с культеприемниками или протезами нижних конечностей, имеющими произвольную конструкцию выше протеза дистальной части голени и стопы;

способности обеспечивать как можно более высокую антропоморфность движений (в частности, устойчивость при ходьбе и стоянии как на ровной, так и на неровной поверхности) и как можно меньшие затраты энергии на эти действия независимо от длины протезируемой части ноги пациента; как можно более высокой надежности и простоты изготовления.

По имеющимся данным, до сих пор удавалось выполнить лишь некоторые из этих требований (обычно первое и последнее), а их комплексное выполнение сопряжено с существенными затруднениями.

Так, общеизвестно, что в подавляющем большинстве конструкций протезов ноги чащеобразный приемник культи голени снабжают дистально выступающим отрезком трубы. Таким же средством имитируют кости голени. Кроме того, в большинстве голеностопных узлов протезов ног обычно используют деталь, которая служит протезом щиколотки и которая по меньшей мере частично имеет вид стержня. Поэтому вполне эффективное выполнение первого требования достигается установкой на одной из стыкуемых стержневидных частей гильзы или обоймы, охватывающей вторую стержневидную часть, и применением на гильзе фиксатора произвольной конструкции.

Аналогично, из стремления к простоте конструкции в голеностопных узлах протезов ног нередко используют жесткий протез стопы, связанный с приемником протеза голени жестким цилиндрическим шарниром и снабженный простейшими амортизаторами и "механизмом подгибания" (см., например, а. с. СССР 267812).

Естественно, что такие довольно жесткие в целом протезы из-за заметных затруднений не только при ходьбе, но даже при стоянии, вызывают у пациентов стойкое ощущение неестественности протезированной ноги и неуверенность. Это во многих случаях вынуждает их пользоваться дополнительной

внешней опорой типа палки или костыля.

Использование эластичных материалов в конструкции протезов ног (обычно - в составе антропоморфной оболочки протеза стопы) лишь незначительно амортизирует толчки при контакте с продольными и поперечными неровностями пути и из-за жесткости обуви практически не повышает эффективность голеностопных узлов.

Действительно, широко известны (см., например: Справочник по протезированию/Под ред. В.И.Филатова - Л.: Медицина, 1978, с. 39) освоенные промышленностью голеностопные узлы протеза ноги, включающие антропоморфный эластичный протез стопы с жестким вкладышем, который через цилиндрический шарнир и протез щиколотки ("адаптер") в виде жесткого стержня соединен с приемником протеза голени. Цилиндрическая головка указанного шарнира выполнена на дистальном конце адаптера, а обоймой шарнира служит стенка выполненного во вкладыше углубления.

Описанный голеностопный узел весьма прост по конструкции и в изготовлении, а при использовании высококачественных материалов надежен в эксплуатации. Однако из-за чрезмерного упрощения модели голеностопного сустава он не обеспечивает должной устойчивости при ходьбе и даже при стоянии (особенно на наклонных поверхностях), причем этот недостаток проявляется тем заметнее, чем больше общая длина протезированной части ноги пациента.

Известно также усовершенствование этой конструкции (а. с. СССР 1391643), предусматривающее: во-первых, использование составного жесткого вкладыша, имеющего нижнюю ("опорную") часть, которая простирается почти по всей длине протеза стопы и имитирует подошву, и верхнюю часть, которая имитирует свод стопы, расположена в передней части протеза стопы над выступающей перед шарниром нижней частью вкладыша и кинематически связана с ней двумя парами "шип-отверстие": во-вторых, в заливке между головкой и обоймой цилиндрического шарнира такого же эластичного материала, который использован на изготовление антропоморфной части протеза стопы; в-третьих, в придании адаптеру овальной в сагиттальном сечении формы; и, в-четвертых, в размещении адаптера в указанном эластичном материале.

Такая конструкция голеностопного узла должна обеспечивать усиление заднего толчка и амортизацию переднего толчка при ходьбе. Однако достигаемое при этом некоторое снижение затрат энергии на ходьбу сопряжено как с существенным снижением эксплуатационной надежности протеза из-за интенсивного износа "эластичной прокладки" в шарнире и возможного "вывиха" деталей вкладыша при чрезмерных механических нагрузках на протез стопы, так и с неодинаковой реакцией эластичной оболочки протеза стопы на продольные и поперечные неровности пути из-за овальной формы взаимодействующего с этой оболочкой адаптера.

Поэтому конструкторы голеностопных узлов для повышения устойчивости при ходьбе и снижения энергозатрат на нее

используют несколько шарниров в сочленениях протезов стопы и голени и дополнительные упругие элементы для демпфирования толчков и рекуперации энергии. Примером такого подхода может служить голеностопный узел протеза по патенту RU 2012285.

Он имеет обтянутый в нижней части антропоморфной эластичной оболочкой составной протез стопы, в котором две жесткие корпусные детали в виде каркасов заднего и переднего отделов стопы сочленены шарнирным подшипником с тремя степенями свободы, а упругая "пятка" размещена под каркасом заднего отдела стопы. Этот же каркас горизонтальной осью связан с жестким протезом щиколотки, который имеет передний и задний буферы. В верхней части протеза щиколотки закреплена закрытая сверху цилиндрическая втулка. В этой втулке, служащей для присоединения описываемого голеностопного узла к протезу голени, заневолен упругий элемент в виде цилиндрической пружины сжатия. Каркас переднего отдела стопы имеет вид неравноплечего рычага первого рода с точкой опоры в центре указанного шарнирного подшипника. Передняя (длинная) часть этого рычага, имитирующая кости плюсны, полностью размещена в эластичной антропоморфной оболочке протеза стопы, а короткий хвостовик кинематически связан тросом, пропущенным сквозь указанную ось, с пружиной во втулке протеза щиколотки.

Предоставляемая шарнирным подшипником возможность ограниченных поворотов носка протеза стопы относительно геометрической оси протеза голени, упругость "пятки" и возможность частичной рекуперации энергии переката стопы в упругом элементе сжатия повышают мягкость походки даже по слегка неровной поверхности.

Однако использование гибкой связи между жестким каркасом передней части стопы и упругим элементом снижает надежность протеза в целом, а жесткая ось, кинематически связывающая протез щиколотки с протезом стопы, существенно ограничивает возможность поворотов этого протеза относительно геометрической оси протеза голени.

Другим, наиболее близким по технической сущности к предлагаемому решению проблемы повышения устойчивости пациентов и рекуперации энергии может служить голеностопный узел протеза ноги с несколькими шарнирами по а. с. СССР 1532026. Он имеет:

жесткий и полный (по меньшей мере в средней части) корпус протеза стопы, обычно обтянутый антропоморфной оболочкой и имеющий проксимальный (над пяточной частью) и дистальный (в передне-нижней зоне пяточной части) упругие подпятники под указанную далее шаровую головку);

фиксатор культеприемника или протеза голени, расположенный над корпусом протеза и снабженный в передней части регулируемым по высоте клиновидным упором;

протез щиколотки в виде стержня, который жестко связан проксимальным концом с указанным фиксатором и снабжен на дистальном конце составным шарниром, имитирующим голеностопный сустав и

имеющим шаровую головку, сквозь которую пропущена поперечная (относительно сагиттальной плоскости) ось цилиндрического упругого ("металлорезинового") шарнира;

5 сагиттально ориентированный демпфер, расположенный в передней части корпуса протеза и имеющий:

- жестко связанный с корпусом протеза направляющий цилиндр,

10 - ползун, установленный в этом цилиндре, - пружину сжатия, заневоленную внутри цилиндра между передним торцом ползуна и регулятором усилия ее предварительного сжатия и служащую, наряду с подпятниками, поглотителем толчков и аккумулятором потенциальной энергии, и

15 - шток (в оригинале именуемый "шатун"), который цилиндрическими металлорезиновыми шарнирами связан с дистальным концом указанного протеза щиколотки и ползуном;

20 кривошип, проксимальный конец которого кинематически связан с указанной поперечной осью, а дистальный конец металлорезиновым цилиндрическим шарниром связан с задником корпуса протеза; и

двуплечий рычаг-переключатель описанного четырехзвенного шарнирно-рычажного механизма при его переводе из нижнего (с упором в дистальный подпятник) в верхнее (с упором в проксимальный подпятник) положение, срабатывающий при нажиме указанного клиновидного упора.

30 Описанные демпфер и шарнирно-рычажный механизм образуют рекуператор затрачиваемой при ходьбе механической энергии.

35 Такие податливые части известного голеностопного узла, как металлорезиновые подшипники и пружина демпфера, и возможность проседания шарнирно-рычажного механизма при амортизации переднего толчка действительно существенно смягчают реакцию протеза на неровности пути, а аккумулирование энергии в рекуператоре и ее отдача в фазе заднего толчка при каждом очередном шаге способствуют снижению энергозатрат.

Однако сложность шарнирно-рычажного механизма существенно затрудняет и удорожает изготовление протезов и, что еще более важно, заметно снижает их надежность. Так, интенсивные нагрузки на металлорезиновые шарниры весьма быстро выводят их из строя, а неизбежный износ подпятников обуславливает потребность в периодической поднастройке всей кинематической цепи. Далее, рекуперация энергии переката стопы в известном голеностопном механизме невозможна без повторяющегося на каждом шаге функционального укорочения протеза. И, наконец, опережающее (в сравнении со скоростью ходьбы) выталкивание штока из демпфера приводит к провисанию носка протеза стопы в начале каждой фазы переноса и потому протезированный инвалид может спотыкаться даже при ходьбе по ровной поверхности.

Поэтому описанный голеностопный узел может быть использован лишь в протезах с такими коленными механизмами, которые в начале фазы переноса удерживают всю дистальную часть протеза ноги в приподнятом

положении. В остальных случаях (и, особенно, при использовании описанного голеностопного узла в протезах частей ног ниже колена) походка инвалидов становится ковыляющей и им потребуются палка или костыль для подстраховки от падения.

В связи с изложенным в основу изобретения положена задача усовершенствования кинематической схемы и конструкции (особенно в части взаимосвязи протезов щиколотки и стопы) создать такой существенно более простой и надежный голеностопный узел протеза, который обеспечивал бы рекуперацию энергии переката без функционального укорочения протеза ноги и тем самым способствовал бы повышению антропоморфности походки при ходьбе по неровной поверхности независимо от общей длины протеза.

Поставленная задача решена тем, что в голеностопном узле протеза ноги, имеющем полый и жесткий по меньшей мере в средней части корпус протеза стопы, фиксатор культеприемника или протеза голени, расположенный над указанным корпусом, стержневидный по меньшей мере в проксимальной связанной с указанным фиксатором части протез щиколотки, сагитально ориентированный демпфер, имеющий направляющий цилиндр, связанный с корпусом протеза стопы, и размещенные в цилиндре ползун, связанный с дистальным концом протеза щиколотки цилиндрическим шарниром, ось которого закреплена в ползуне, и поглотитель толчков, и рекуператор энергии переката, согласно изобретению указанный рекуператор выполнен в виде полого осесимметричного амортизатора, охватывающего с зазором стержневую часть протеза щиколотки и заневоленного между дистальной поверхностью указанного фиксатора и промежуточным упором на протезе щиколотки, протез щиколотки в дистальной части охватывает направляющий цилиндр демпфера, а выступающие из ползуна концы оси цилиндрического шарнира, связывающего ползун и дистальный конец протеза щиколотки, введены в крестообразно расположенные направляющие пазы в боковой стенке цилиндра демпфера и в дистальной части протеза щиколотки.

Указанный осесимметричный амортизатор в сочетании с демпфером в указанной форме выполнения и при обычной упругости звеньев кинематической цепи способен обеспечить высокую устойчивость в широком диапазоне произвольных по направлению углов наклона протеза стопы. Действительно, такой амортизатор будет весьма точно подстраиваться под неровности пути, деформируясь в нужном направлении под действием каждой конкретной неровности независимо от направления ее наклона как при переднем толчке, так и при опирании протеза стопы на поверхность, а при заднем толчке вместе с демпфером он будет создавать результирующий реактивный момент, возвращающий протез стопы в нормальное положение в начале каждой фазы переноса. При этом демпфер из-за ограниченной скорости перемещения ползуна до конца фазы переноса и начала очередного переднего толчка сохранит носок протеза стопы в приподнятом положении.

Первое дополнительное отличие состоит в том, что осесимметричный амортизатор выполнен в виде пустотелого вкладыша из высокоупругого материала, в средней части которого расположен ограничитель изгиба в виде внешнего стяжного хомута, который жестко связан с корпусом протеза стопы. Тем самым достигается дополнительное повышение устойчивости пациента при контакте протеза стопы с произвольными неровностями пути. Это особенно важно при использовании голеностопного узла в протезах ног выше колена.

Второе дополнительное отличие состоит в том, что осесимметричный амортизатор выполнен из резиноподобного материала (что достаточно технологично) и снабжен в средней части внутренним распорным кольцом (которое дополнительно страхует пациента от чрезмерного изгиба амортизатора).

Третье дополнительное отличие состоит в том, что осесимметричный амортизатор выполнен в виде цилиндрической пружины сжатия. Это предпочтительно с точки зрения простоты изготовления голеностопного узла и наиболее приемлемо при протезировании ног ниже колена.

Четвертое дополнительное отличие состоит в том, что демпфер выполнен в виде гидроцилиндра, который заполнен вязкой текучей средой, при этом ползун выполнен в виде плунжера с по меньшей мере двумя продольными сквозными отверстиями. Тем самым обеспечивается дополнительная поддержка носка протеза стопы в фазе переноса и в момент восприятия переднего толчка и существенно повышается подкосоустойчивость, ибо при резких толчках или падении вязкая жидкость не может мгновенно перетечь из предплунжерной в заплунжерную полость гидроцилиндра (и наоборот).

Пятое дополнительное отличие состоит в том, что гидроцилиндр установлен в корпусе протеза стопы на полой открытой снизу промежуточной опоре, в полости которой размещен дополнительный амортизатор, связанный с дистальной частью протеза щиколотки. Тем самым дополнительно смягчается контакт протеза стопы с поверхностью пути.

Естественно, что при выборе конкретных форм голеностопных узлов возможны произвольные комбинации указанных дополнительных отличий с основным изобретательским замыслом и что описанные ниже предпочтительные примеры его воплощения никоим образом не ограничивают объем изобретения.

Далее сущность изобретения поясняется описанием конструкции и работы голеностопного узла протеза со ссылками на прилагаемые чертежи, где изображены на:

фиг. 1 - общий вид первого частного варианта голеностопного узла в частичном сагитальном разрезе по протезу стопы (с рекуператором в виде полого вкладыша);

фиг. 2 - общий вид второго частного варианта голеностопного узла в частичном сагитальном разрезе по протезу стопы (рекуператором в виде пружины сжатия);

фиг. 3 - разрез по III-III с фиг. 2.

Голеностопный узел протеза ноги независимо от конкретной частной формы

осуществления изобретательского замысла имеет (см. фигуры 1, 2 и 3):

жесткий и полый (по меньшей мере в средней части) корпус 1 протеза стопы, обтягиваемый при необходимости не показанной антропоморфной оболочкой;

расположенный над корпусом 1 фиксатор 2 культеприемника или протеза голени с зажимом 3;

стержневидный (по меньшей мере в жестко связанной с фиксатором 2 проксимальной части) протез 4 щиколотки;

сагитально ориентированный демпфер 5, расположенный в средней части корпуса 1 и имеющий:

- направляющий цилиндр 6, предпочтительно жестко связанный с корпусом 1, и размещенные в цилиндре 6:

- ползун 7, связанный с дистальным концом протеза 4 щиколотки цилиндрическим шарниром, ось 8 которого закреплена в этом ползуне и введена выступающими из ползуна концами в крестообразно расположенные направляющие пазы в боковой стенке цилиндра 6 и в дистальной части протеза 4 щиколотки так, что стенки 9 и 10 этих пазов служат обоймой упомянутого шарнира, и

- поглотитель 11 толчков; рекуператор 12 энергии переката стопы при ходьбе, который выполнен в виде полого осесимметричного амортизатора, который охватывает с зазором стержневую часть протеза 4 щиколотки и заневолен между дистальной поверхностью фиксатора 2 и промежуточным упором на протезе 4 щиколотки.

Следует отметить, что определение жесткости рекуператора 12 с учетом веса протезируемого инвалида не представляет затруднений для специалистов.

Для использования голеностопного узла в протезах ног выше колена предпочтительно, чтобы рекуператор 12 был выполнен в виде пустотелого вкладыша из высокоупругого материала, в средней части которого расположен ограничитель 13 изгиба в виде внешнего стяжного хомута, который жестко связан с корпусом 1. Еще более предпочтительно, чтобы упомянутый вкладыш-рекуператор 12 был выполнен из резиноподобного материала и снабжен в средней части внутренним распорным кольцом 14 (см. фиг. 1), расположенным на одном уровне со стяжным хомутом-ограничителем 13 изгиба. Целесообразно, чтобы вкладыш-рекуператор 12 имел изнутри сверху и снизу не только плоские торцевые, но и плавно сопряженные с ними конические посадочные поверхности, контактирующие с аналогичными ответными поверхностями на донном выступе фиксатора 2 и в начале стержневидной части протеза 4 щиколотки (см. фиг. 1).

Для использования голеностопного узла в протезах ног до колена предпочтительно, чтобы рекуператор 12 был выполнен в виде цилиндрической пружины сжатия (см. фиг. 2 и 3). В этом случае желательно, чтобы демпфер 5 был установлен в корпусе 1 на полую открытой снизу промежуточной опоре 15, а в ее полости был размещен дополнительный амортизатор 16 (например, резинометаллический ролик), связанный с дистальной частью протеза 4 щиколотки.

Желательно, чтобы демпфер 5 был

выполнен в виде гидроцилиндра 6, заполненного вязкой текучей средой как поглотителем 11 толчков, а ползун 7 имел вид плунжера с по меньшей мере двумя продольными сквозными отверстиями для перетока текучей среды при ходьбе из предплунжерной полости в заплунжерную и обратно.

Описанный голеностопный узел протеза ноги работает следующим образом.

При стоянии протезированного инвалида в вертикальном положении на ровной поверхности, когда подошва протеза стопы занимает горизонтальное положение, общая геометрическая ось фиксатора 2 культеприемника или протеза голени, протеза 4 щиколотки и рекуператора 12 (независимо от формы его выполнения) также примерно вертикальна и практически перпендикулярна геометрической оси демпфера 5. Рекуператор 12 в этом положении практически равномерно сжат вдоль вертикальной оси. При легких колебаниях тела инвалида с незначительными отклонениями от вертикали рекуператор 12 создает реактивные моменты, способствующие возврату в вертикальное положение. При этом (плунжер)-ползун 7 находится в направляющем (гидро)цилиндре 6 в промежуточном положении, а поглотитель 11 толчков (вязкая текучая среда) служит средством дополнительной страховки от потери равновесия.

При стоянии в вертикальном положении на неровной поверхности вдоль склона общая геометрическая ось фиксатора 2 культеприемника или протеза голени и протеза 4 щиколотки остается примерно вертикальной, но уже не перпендикулярной геометрической оси демпфера 5. Рекуператор 12 в этом случае будет неравномерно сжат спереди или сзади, а ползун 7 будет находиться в направляющем цилиндре 6 либо вблизи его задней торцевой стенки (при приподнятом носке), либо вблизи его передней торцевой стенки (при приподнятой пятке).

Аналогично, при стоянии поперек склона общая геометрическая ось фиксатора 2 культеприемника или протеза голени и протеза 4 щиколотки будет примерно вертикальна и перпендикулярна геометрической оси демпфера 5. При этом рекуператор 12 будет также неравномерно сжат справа или слева, а ползун 7 будет находиться в направляющем цилиндре 6 примерно в промежуточном положении.

Однако независимо от направления сжатия рекуператора 12 он при выходе из таких положений уже в начале фазы переноса вернет стопу в нормальное положение, сработав именно в том направлении, в котором находилась предшествующая неровность, а демпфер 5 обеспечит плавность такого возврата.

Следует заметить, что перемещения оси 8 в крестообразных пазах в боковой стенке цилиндра 6 и в дистальной части протеза 4 щиколотки всегда будут происходить в направлениях, обеспечивающих правильное опирание протеза стопы на неровном пути.

При ходьбе протезированного инвалида по ровной поверхности в фазе переноса и в начале фазы переднего толчка носок корпуса 1 протеза стопы будет всегда приподнят из-за запаздывания возврата ползуна 7 из заднего в

RU 2 1 3 2 6 6 5 C 1

RU 2 1 3 2 6 6 5 C 1

переднее положение и по мере переката стопы он будет перемещаться в заднее положение. При этом в процессе переката рекуператор 12 будет сжиматься спереди и растягиваться сзади, накапливая энергию, которую он отдаст при заднем толчке.

Естественно, что при ходьбе по неровной поверхности указанные деформации рекуператора 12 в сагитальной плоскости будут (аналогично отмеченным для стояния) сочетаться с деформациями в иных направлениях с формированием результирующих реактивных моментов, которые весьма точно соответствуют по величине и направлению внешним воздействиям на корпус 1 протеза стопы. Это способствует выравниванию стопы в фазе переноса независимо от направления встретившихся неровностей и придает походке протезированного инвалида высокую степень антропоморфности независимо от суммарной длины протеза ноги.

При этом крутильные колебания корпуса 1 протеза стопы относительно вертикальной оси в предложенном голеностопном узле вполне компенсируются упругостью протеза 4 щиколотки.

Наиболее важные особенности работы предложенного голеностопного узла, обусловленные использованием конкретных форм осуществления изобретательского замысла, заключаются в следующем.

Промышленная применимость предложенного голеностопного узла несомненна как вследствие ясной специалистам возможности его промышленного изготовления, так и потребностью рынка в экономичных, надежных и способных обеспечить высокую антропоморфность походки протезах ног.

Формула изобретения:

1. Голеностопный узел протеза ноги, имеющий полый и жесткий по меньшей мере в средней части корпус протеза стопы, фиксатор культеприемника или протеза голени, расположенный над корпусом протеза стопы, стержневидный по меньшей мере в проксимальной связанной с фиксатором части протез щиколотки, сагитально ориентированный демпфер, имеющий направляющий цилиндр, связанный с корпусом протеза стопы, и размещенные в

цилиндре ползун, связанный с дистальным концом протеза щиколотки цилиндрическим шарниром, ось которого закреплена в ползуне, и поглотитель толчков, и рекуператор энергии переката, отличающийся тем, что рекуператор энергии переката выполнен в виде полого осесимметричного амортизатора, охватывающего с зазором стержневую часть протеза щиколотки и заневоленного между дистальной поверхностью фиксатора и промежуточным упором на протезе щиколотки, протез щиколотки в дистальной части охватывает направляющий цилиндр демпфера, а выступающие из ползуна концы оси цилиндрического шарнира, связывающего ползун и дистальный конец протеза щиколотки, введены в крестообразно расположенные направляющие пазы в боковой стенке цилиндра демпфера и в дистальной части протеза щиколотки.

2. Голеностопный узел по п.1, отличающийся тем, что осесимметричный амортизатор выполнен в виде пустотелого вкладыша из высокоупругого материала, в средней части которого расположен ограничитель изгиба в виде внешнего стяжного хомута, который жестко связан с корпусом протеза стопы.

3. Голеностопный узел по п. 2, отличающийся тем, что осесимметричный амортизатор выполнен из резиноподобного материала и снабжен в средней части внутренним распорным кольцом.

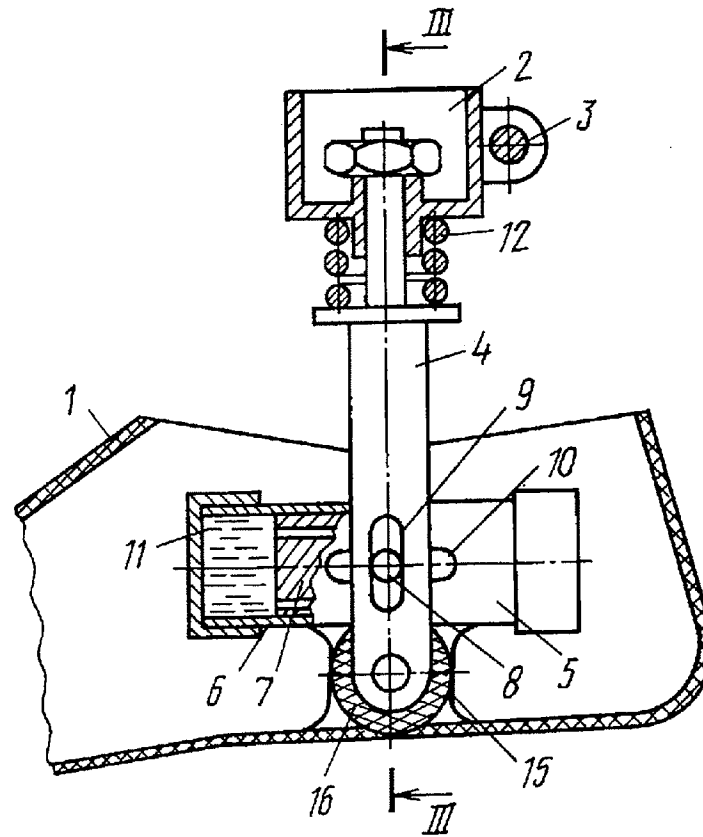
4. Голеностопный узел по п. 1, отличающийся тем, что осесимметричный амортизатор выполнен в виде цилиндрической пружины сжатия.

5. Голеностопный узел по п.1, отличающийся тем, что демпфер выполнен в виде гидроцилиндра, который заполнен вязкой текучей средой, при этом ползун выполнен в виде плунжера с по меньшей мере двумя продольными сквозными отверстиями.

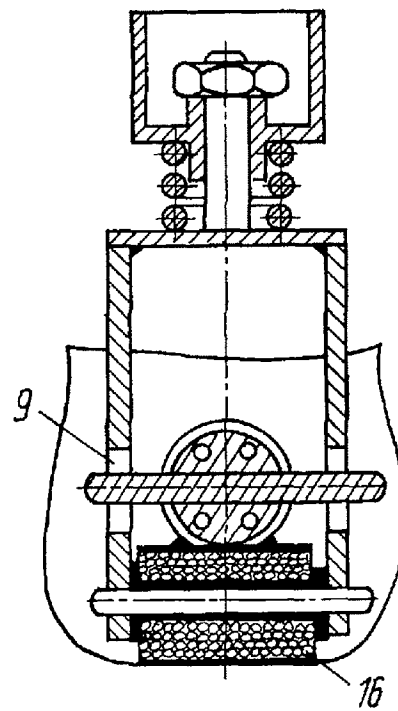
6. Голеностопный узел по п.1, отличающийся тем, что демпфер установлен в корпусе протеза стопы на полую открытую снизу промежуточную опору, в полости которой размещен дополнительный амортизатор, связанный с дистальной частью протеза щиколотки.

RU 2 1 3 2 6 6 5 C 1

RU 2 1 3 2 6 6 5 C 1



Фиг. 2



Фиг. 3

RU 2132665 C1

RU 2132665 C1